

逆動力学解析モデルによる動作解析の実際と誤差の影響について

金 興烈*

1. はじめに

ヒトの身体運動科学の近接領域であるバイオメカニクスと人間工学は、動作の評価のため身体の動きを測定することから始まる。まず動きに着目した解析では、主にモーションキャプチャー、デジタルビデオカメラ、慣性センサーなど装置がよく用いられ、身体各部位の運動情報(変位)を収集し、それらデータを統合することで一部または全身の動きを評価する。一方、動作中に身体の一部が他の物体等(地面やラケットなど)に及ぼす力は、フォースプレート(歩行・走行・ジャンプなど動作中に下肢にかかる力)やストレインゲージ(野球・テニスなどグリップを握る力)などフォーストランスデューサを用いることが多く、力の大きさや方向など情報を得ることができる。さらに、これらの運動学および運動力学パラメータの収集と同時に活動筋の電氣的な刺激-反応を同定することで、関節運動の産生源である筋活動電位がどの程度、そしてどのように発生(随意または反射)したか、すなわち運動単位の参加度合いも推定できる。

上記の手法から得られた個々のデータは、力学モデルを構築する際に再び統合され、関節モーメントや関節力など生体内の力学量を定量化する際に用いられる。バイオメカニクスや人間工学など関連研究分野では、各種のデータから得られた断片的な情報を統合することで身体の動きに関する有用な知識に変換することができる。つまり、「運動」に必要とされる内・外力を定量化し、その力によって生成されるシステムの“運動”を力学的に記述することである。近年、生体内の力発生を測定・推定する方法として、動力測定法(Dynamometry)、筋電図法(Electromyography:EMG)、そして逆動力学解析法(Inverse Dynamics)の3つの手法が広く用いられている。

まず動力測定法は、力学的モデルを構築せず生体内組織(筋、腱、靱帯、骨など)のひずみ-応力関係をストレインゲージのようなフォーストランスデューサを用いて直接計測する手法である。組織の生体力学的特性、いわゆる物理的ストレスに対する組織の反応を詳細に記述することができる手法であり、動物を対象とした事例研究が多く報告されている^{1,2,3,4,5,6)}。しかし生体内に測定装置が置かれる侵襲的な手法であるため外科的手術の必要性に加え、それに伴う苦痛や危険性からヒトの動作解析に適用された事例は少ない。

筋電図法(EMG)は、筋が活動する際に発生する活動電位を専用の電極(表面筋電、針筋電)を介し記録することで、運動のタイミングと相対的な強さなど情報が得られる。得られたデータは筋の随意的または反射的な状態でのニューロン活性と制御の重要な情報が提供されるが^{7,8)}、実験環境や動作への制約を受けることもあり、スポーツ試合などで筋活動様式を直接測定することは困難である。したがって

* 南山大学 体育教育センター

EMG 記録は、あらかじめ設営された実験室など、制限された場所や動作でしか適用できない短所がある。

一方、逆動力学解析は、身体の各部分を力学的に等価な機械系に置き換えることで生体内の力および力のモーメントなど力学量を計算することができる手法である。つまり身体部位に付着したマーカーの変位や速度など運動学情報、人体計測データ、そして運動力学データ(地面反力など)を統合し、身体モデルの運動方程式を解くことで関節間力や関節モーメントの計算はもちろんのこと、筋で産生されたエネルギーが体肢を動かすためのエネルギーに変換される過程、すなわち筋の力学的仕事を導くことが可能である。さらに動力測定法や筋電図法に比べ測定における制限が少なく、マーカーの付着ができない競技会でも撮影した画像に適切なモデルを構築することができ、スポーツ科学や人間工学分野においても広く利用されている。このように逆動力学解析は、運動に関連する力とその力の効果を推定する最も実用的な手法であると言える。本稿では逆動力学解析法の基本的な計算理論について適宜文献レビューを加えながら解説するとともに、モデルを利用する際の留意点と限界、さらには最近の研究などについて紹介したい。

2. 逆動力学解析の実際

2-1. 身体のモデル化と解析手順

まず逆動力学解析について、すべての手順を網羅した詳細な説明より、必要最低限の情報量で紹介したい。現行の逆動力学解析の手法は Bresler & Frankel (1950)⁹⁾ によってほぼ確立されたものであり、近年ではフォースプレートやモーションキャプチャシステムなど測定装置の技術革新に加え、既成プログラムにより短時間で比較的容易に 2 次元または 3 次元関節モーメントが計算できるようになった。逆動力学解析による力および力のモーメントを算出するには、通常、運動学データ、運動力学データ、そして身体部分慣性係数(Body Segment Parameter : BSP)データが必要であり、モデル化のプロセスを通じて目的とする力学量を導出していく。またモデルに設けられた仮定が数学的に表現した筋骨格モデルに比べ簡潔で、計算量もそれほど膨大ではないことから実用性と有用性があると言える。さらに得られた関節モーメントは、運動と対比して現実的であり、関節モーメントと角速度の情報を加えることで運動中の筋力発生(短縮性または伸張性)の本質を理解することができる。このような理由から剛体リンク・セグメント・モデルを用いた逆動力学解析は、歩行分析^{10,11,12,13)}、リハビリテーション科学^{14,15,16,17)}、バイオメカニクス^{18,19,20)}など分野で最も広く一般的に用いられている手法である。逆動力学計算の際にまず身体の形状について単純化したモデルに置き換える必要があり、解析の基本となる重要な概念となる。図 1 には、代表的な 3 つのモデルの概要を示している。モデルの選択は、筋が発揮する力やパワーをどのレベルで扱うのか、またどのような力学量を対象とした研究を行うかによって、その活用法も変わる。

2-2. 身体重心点モデル

まず身体重心点モデル(図 1a)は、身体は単一の質点(身体重心点)で形成され、その質点におけるエネルギーの変化は全筋によってなされた内的仕事の総量を反映したものとして、力学的エネルギー変化を評価するモデルである。

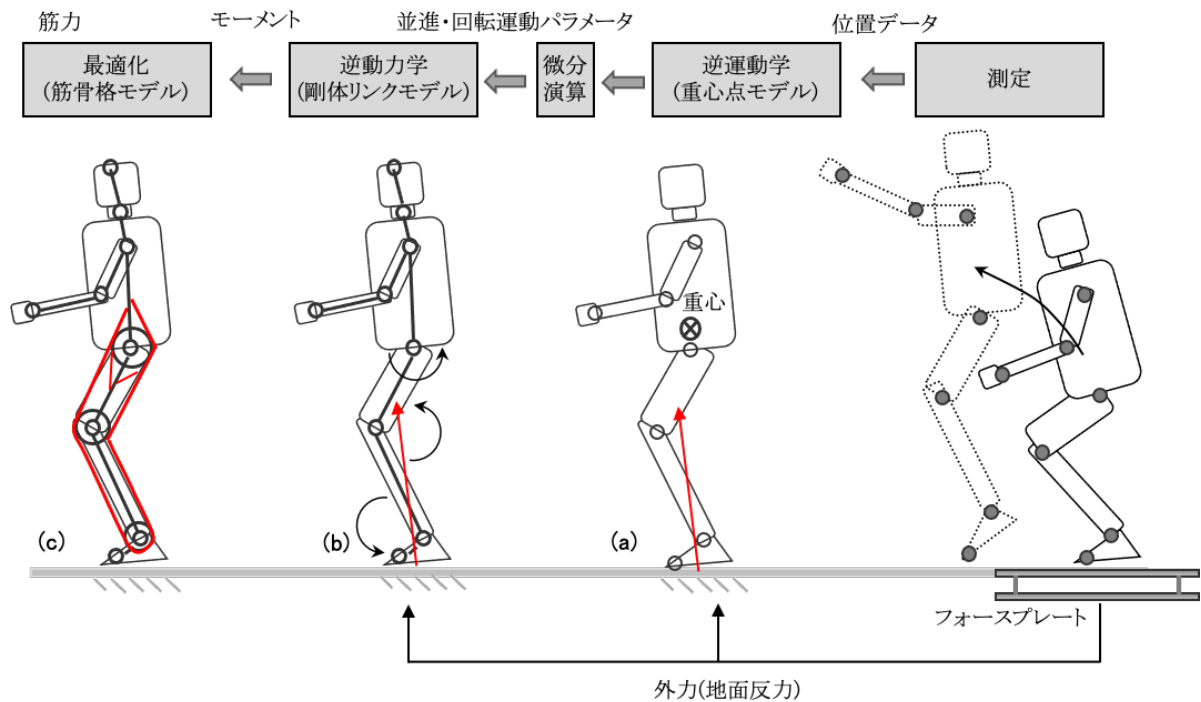


図 1. 代表的な力学モデルの概要.

(a) 身体重心点モデル, (b) 剛体リンクモデル, (c) 筋骨格モデル

このモデルでは身体各セグメントの回転運動(角速度)による効果は無視し、身体重心点の並進データを数値微分することで、総力学的エネルギー(E_{total})など力学量を算出する最も簡便なモデルである(式 1).

$$E_{total} = m_{body}gh + \frac{1}{2} m_{body}v^2 \quad (1)$$

m_{body} は身体質量(kg), g は重力加速度(9.81m/s^2), h は身体重心の高さ(m), そして v^2 は身体重心の速度(m/s)である. 一方, 運動学的データがない場合は, 地面反力データを積分することによって身体重心点の変位を求めることも可能である(図 2, 式 2). この方法は計算の簡潔さから垂直飛び, 歩行やランニングなど動作解析で広く用いられてきた^{21,22,23)}.

$$a_y = \frac{(F_y - W)}{m_{body}} \Rightarrow v_y = v_{i-1} + a_i(dt) \Rightarrow s_y = s_{i-1} + v_i(dt) \quad (2)$$

a_y は身体重心の加速度, v_y は身体重心の速度, s_y は身体重心の変位を示す. 式 2 は地面反力の垂直成分(F_y)を用いて時間積分している過程を表している. しかしながら, この方法が持つ欠点として各々の筋群がどのようなタイミングやどの程度の強度で動作に貢献しているかが不明であること, 個々のセグメント間のエネルギー保存機構(セグメント間のエネルギー交換, セグメント間の受動的なエネルギー移動)についても無視しているため, 算出される力学量を過小評価または過大評価するなど疑問が指摘されている^{24,25,26)}.

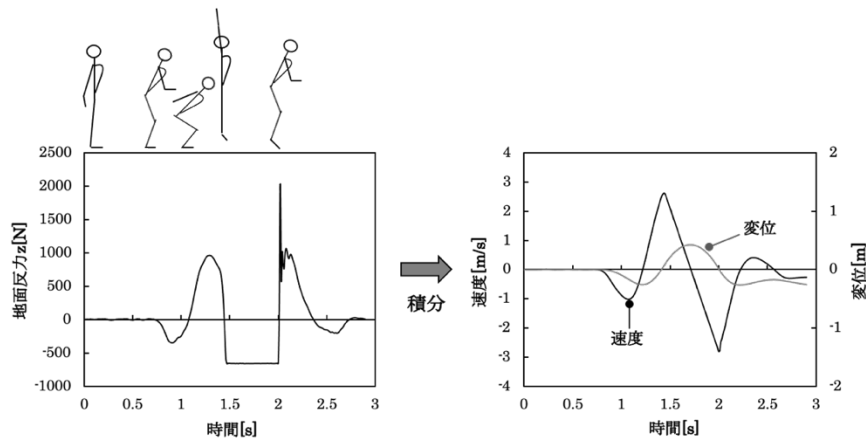


図 2. カデータ(地面反力)の数値積分の例.

2-3. 筋骨格モデル

筋骨格モデル(図 1c)は, 剛体リンクモデルに基づく逆動力学計算から求められた関節モーメントの情報を用い, 運動の発生源である筋の幾何学的配置をリンクモデルに表し, 関節角度など剛体リンクの姿勢を与え, 筋のモーメントアームや筋長など筋全体の幾何学的パラメータを求める手法である. さらに, このモデルについては, 筋張力を未知数として関節モーメントと釣り合う筋力の関係を説明するため運動方程式を解く必要がある. しかし, ヒトの関節運動には, 関節自由度の数よりも多い複数の筋と靱帯など組織の動員が関与していること, 未知数の数が釣り合い式の数を上回るほど存在するため, 一般的に方程式の解を求めることは困難である. そこで何らかの条件をつけて, その未知数の数を減らす方法と目的関数を設定して最適化手法で解を求める方法が用いられてきた^{27,28,29)}. しかも, 筋の起始や停止の位置など「テコ比」に相当する幾何学的パラメータに加え, Hill タイプ(カー速度およびカー長さ)の筋活動における筋の生理学的パラメータの特性も当然ながらモデルの構成要素の一部となるため, 動作が複雑になればなるほど計算の複雑さと拘束条件の妥当性について不明な点も指摘されている^{30,31,32,33)}. 近年では, 市販またはフリーの筋骨格モデルのソフトウェアも提供されているが, 回旋運動に動員される筋群または深層筋の活動をどのレベルまで正確に推定できるか, また筋力の最小化の仮定が必ずしも妥当ではない場合も存在するため, モデルの導入や利用の際には妥当性の評価やシステムの使い方などを十分に留意する必要がある.

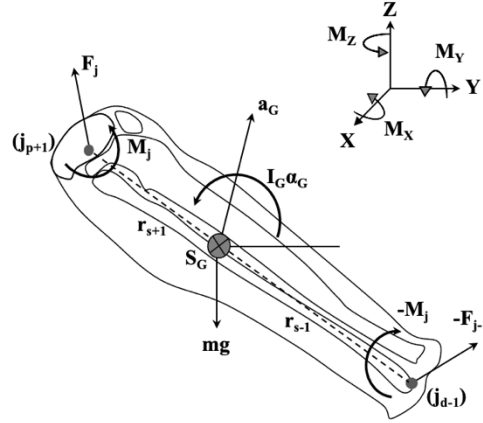


図 4. 剛体リンクモデルを用いた逆動力学解析による正味の力($F_j, -F_{j-1}$)と正味の力のモーメント($M_j, -M_j$)を算出するためのフリーボディダイアグラム.

ここで a_G はセグメント s の重心加速度、セグメント s が遠位に連結されているセグメント(足部)より作用される力を $-F_{j-1}$ とし、セグメント s の膝関節(近位端)に作用する関節力 F_j は以下の通りとなる(式 3).

$$F_j - F_{j-1} = ma_G + mg \quad (3)$$

$$F_j = F_{j-1} + ma_G + mg$$

そこで、足関節(遠位端)に作用する関節力($-F_{j-1}$)と関節モーメント($-M_j$)は、既知のものと仮定する。近位端(膝関節)の関節力 F_j により作用したセグメント重心回りのモーメント MF_j と遠位端の関節力 $-F_{j-1}$ による関節モーメント MF_{j-1} は、以下の通りとなる(式 4).

$$MF_j = F_j \times r_{s+1} \quad (4)$$

$$MF_{j-1} = -F_{j-1} \times r_{s-1}$$

それから、近位端からセグメント s に作用する関節モーメント M_j の算出は式 5 となる.

$$M_j + MF_j - M_j + MF_{j-1} = I_G \alpha_G \quad (5)$$

$$M_j = M_j - MF_{j-1} - MF_j + I_G \alpha_G$$

通常、身体セグメントが外部環境に触れていないときは、身体の末端部(手首→肘→肩)から順次に繰り返し計算すればよいが、身体セグメントの一部が外部に触れている場合、例えば、歩行やランニングの立脚期(Stance phase)などでは、足部にかかる地面反力(Ground Reaction Force:GRF)をフォースプレートにより測定する必要がある。どの状況であっても計算手順は同様であるが、後者の場合は、外力による力のモーメント効果も精確に計算する必要がある。

ここまで逆動力学解析の基本的な特性と理論について簡略に説明したが、一連の計算プロセスを最初から自分で作るには数学、剛体力学、そしてコンピュータ・プログラミングの知識が欠かせない。さらに、複雑な生体システムを単純化したモデルに仮定し、運動方程式を解くためには筋力学モデルに加え、機能解剖学の知識も必要となる。幸いにも、近年では様々な専用の解析ソフトウェアがいくつか販売されており、これらのソフトウェアの活用も有効な選択肢の一つである。また、これらソフトウェアの基本的な計算理論は、身体運動のバイオメカニクス研究に裏付けられたものであり、これまで述べてきた方法論と基本的に同様であるため、信頼できるものである。しかしながら、結果値に相違が生じることもしばしば存在する。その理由は、ソフトウェアの問題より、データ収集の過程で起こり得るヒューマンエラーが大半を示す。そのため、逆動力学解析を用いる際には、どのパラメータの誤差が実際の解析値にどのレベルまで影響を及ぼしているのか理解する必要がある、妥当性の評価なども検討すべきである。

3. 逆動力学解析の問題点と解析上の限界

逆動力学解析により算出される正味の力と力のモーメントは、関節を構成するすべての組織の作用によって生成された力学的作用の総和である。そのため、関節力を関節面に作用した力と解釈したり、関節モーメントを特定の筋作用によって生成されたものと考えたりすることは厳密には妥当な解釈ではない。つまり、算出される力と力のモーメントは、関節運動に関与した全組織(筋、腱、靱帯など)の総和の結果であり、都合よくこれらを分けて解釈することは適切ではない。したがって、逆動力学解析より計算される力およびモーメントの解釈には十分に留意する必要がある。また、逆動力学計算における計算理論に関する問題点として、ニュートン・オイラー法の漸化計算の課題もある。つまり、計算が後になればなるほど誤差が蓄積されることになる。一般的にこの誤差の蓄積によって算出されたモーメントは、通常の場合無視できるものであるが、実際には比較的大きな値となることもある。そのため、漸化計算の順番を工夫する、あるいは誤差を全身の関節に分散させる計算アルゴリズムも紹介されている³⁵⁾。要するに他のモデル解析と同様に、様々な入力データの誤差の影響があるのも確かであるため、逆動力学解析における計算アルゴリズムの仮定と限界、その誤差の影響を知ることは重要である。

4. 各種パラメータの誤差と逆動力学計算

上述では、剛体リンクモデルを用いた逆動力学解析の特徴、問題点と限界などについて紹介した。しかし問題点をすべて考慮したモデルの構築はきわめて困難であり、誤差をゼロにできる確立された解析法は未だ存在しない。そのため、解決が非常に困難な問題、例えば筋、骨、水分等で構成される体節(セグメント)を剛体リンクとして拘束するのではなく、外力によって自由に変形できるモデルに仮定するといった問題点は議論から省略し、その他の部分、いわゆるモデルに利用される各種パラメータの誤差が

計算結果に及ぼす影響について詳細に検証していく。重要なパラメータは以下の通りである。

① 運動学パラメータ

関節中心位置の誤差

② 人体計測パラメータ

性、年齢、人種などによる身体部分慣性係数(BSP)の相違

③ 運動力学パラメータ

地面反力の大きさと力の作用点位置の誤差

まず図3に示すように解析手順①では、分析したい動作を撮影し、③までの過程で2次元または3次元座標を獲得する。手順④では、座標成分に混入している高周波のノイズ成分を除去するが、ノイズ除去時に決定する最適遮断周波数の大小の問題によって、手順⑤以降の微分演算処理の後のデータセットに影響を与える。特に運動の加速が大きいスポーツ動作などの計測の際には加速度などの動的特性の扱いが大きな課題となる。手順⑤と⑥では、各セグメントの運動学、身体部分慣性係数、運動力学パラメータの最終データセットを構築する。関節力および関節モーメントの計算は最後の手順⑦で行なっている。身体部分慣性係数、地面反力および力の作用点位置の情報は、関節モーメントを求める前にすべて用意して置かねばならない。さらに地面反力(作用点)データは、フォースプレート座標から静止座標系に変換しなければならない。つまり、逆動力学解析は、計算過程の至るところで誤差が生じる可能性があり、最終データセットの手順⑦で全ての誤差を蓄積する可能性がある。そのため、これら誤差の特徴とその影響について熟知しなければならない。上記3種類の誤差は逆動力学計算において最も注意すべき誤差とも言える。

4-1. 関節中心位置の誤差

解剖学的特徴点の誤認識によるマーカー位置のずれと既存の推定値の相違による関節中心位置のミスマッチは主な誤差の要因となり、人為的誤差によるものがほとんどである。しかし、マーカー付着位置の皮膚の振動による誤差も存在する^{39,40)}。近年、さまざまな関節中心を推定する方法が紹介され、足関節や膝関節中心位置は股関節中心位

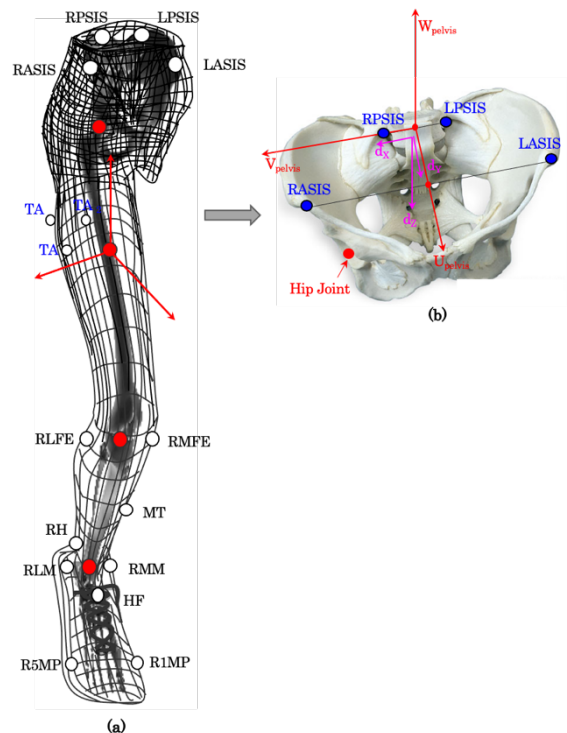


図5. 解剖学的マーカー配列(a)と股関節中心位置(b)の推定

置の推定と比べ、比較的簡単に決定することができる^{41,42)}。図 5a に示すようにそれぞれ外果(RLM)と内果(RMM)および外側上顆(RLFE)と内側上顆(RMFE)に付着させたマーカー間の距離の 50%位置にそれぞれの関節中心が位置すると仮定するのは妥当である。さらに、各下肢の関節中心位置を外部マーカーから推定する方法も考案され、足部および下腿セグメントの高さ、長さ、幅、周囲など計測データに基づいた推定式が示されている。股関節中心位置についても、同じく解剖学的特徴点に付けた外部マーカーの位置情報をもとに、骨盤に設定した座標系から各方向(左・右)の股関節中心座標を推定する方法もある(図 5b)。しかし、母集団の身体組成の相違に加え、測定装置(レントゲン写真, DXA, MRIなど)の分解能による位置の変動もあり、今日まで“gold standard”の方法はなく、研究者の選択に任されているのが現状である。そのため、モデルの選択によって関節中心位置も若干異なるが、モデルの相違による影響はほとんどなく、むしろデジタイズ作業やマーカー付着の際に起こり得る人為的誤差の方がより大きく影響する⁴³⁾。実際に異なる4つのモデルで股関節中心位置を推定し^{41,44,45)}、股関節モーメントの影響を検討した研究では、股関節中心位置が実測値より前後・左右・上下方向に $\pm 20\text{mm} \sim \pm 30\text{mm}$ の誤差が生じた場合、関節モーメントに約 15%~33%の影響が認められた^{46,47)}。膝関節を検証した研究は少ないが、膝関節中心位置に前後 $\pm 10\text{mm}$ の誤差を生じさせた際、歩行スピード間で影響はほとんど認められず、波形のパターンも似通っている⁴⁸⁾。

4-2. 身体部分慣性係数(BSP)の相違

前述の通り逆動力学計算においてはセグメント長、セグメント重心位置、重心回りの慣性モーメント値など身体部分慣性係数が必要なパラメータとなる。被験者の BSP を直接計測し、使用するのが最も正確かつ理想的であるが、筋骨格系の慣性特性を正確に計測することはきわめて困難である。したがって、身体各部分の慣性特性は、あくまでも剛体モデルに仮定したものに他ならない。物理学において‘剛体’とは、質点系のうちで質点相互の位置が変わらず不変であること、外部からの力に対して変形しないすべての物体を称するものである。しかし、ヒトの組織(皮膚、筋、骨など)は、外力の作用が生ずると、その力の大きさや方向に応じて変形する。また組織の変形は作用された力を緩衝させる効果も持つため、身体に作用された正確な外力の大きさを正確に計算することは困難である。そのため、ヒトの慣性特性について厳密に解釈すれば、それは不変なものではなく、常に変動する流動的なパラメータとして捉えるべきである。しかしながら、逆動力学モデルにおいては、身体各セグメントを剛体リンク系として仮定した方が計算上の都合が良い訳である。まず各セグメントの質量重心位置は、一般的に近位端または遠位端における関節中心点よりセグメント長の比率として定義される。しかし、性、年齢、体格、人種など要素によって、その BSP 係数も若干変動する。さらには、上述の通り関節中心位置の誤差による BSP への影響もある。バイオメカニクス研究では、以下の既存 BSP を用いるのが一般的である。

- 屍体標本モデル^{49,50)}
- 数学モデル^{51,52)}
- スキャニングおよび写真撮影法^{53,54)}
- 運動学的測定⁴²⁾

異なる BSP モデルを用いた逆動力学計算では、モデル間の相違によるセグメント長、セグメント重心位置、慣性モーメントの値に統計学的な有意差が認められたものの、関節モーメントの大きさやモーメント曲線のパターンに明確な違いは認められていない^{55,56)}。また DXA (Dual energy X-ray absorptiometry) 法と既存の屍体標本モデルから推定した各パラメータ間の検証でも、同様な結果になっている^{57,58)}。つまり、BSP モデルの相違による誤差の大きさは全体重の 1% よりも小さいものであるため、マーカー付着位置による誤差、皮膚振動、そして計測機器の精度による誤差などに比べ小さいこと、また通常の身体活動中に発生する慣性力と慣性モーメントの相対的な大きさも地面反力のような外力作用によるモーメント効果に比べ十分小さいことが言える。

4-3. 地面反力の計測誤差

歩行やランニングのように地面に脚が接触する身体運動、いわゆる「closed kinetic chain」では、地面反力の大きさと方向をフォースプレートシステムにより精確に計測する必要がある。またデータの精度は、モーションキャプチャシステムから算出されるマーカー位置の誤差と同程度、またはそれより高精度のデータであることが望ましい。そして、地面反力の作用位置、いわゆる力の圧力中心 (Center of Pressure: CoP) は関節モーメントの大小を決定する重要なパラメータとなる(図 6)。一般的に圧力中心の正確性は、使用するフォースプレートセンサの性能に依存されるが、市販のプレートフォースは高精度のデータ収集ができるように設計されている。しかし、フォースプレート本来の精度よりもユーザの使用環境(湿度、気温、傾き)の影響を受けるため、実験毎に適切なキャリブレーションと校正の有無を判断するのは重要である(図 7)。とりわけフォースプレートの 4 つの柱に設置されている各センサー一つ一つに割り当てられた校正係数のズレや各センサー間のわずかな高さのズレは出力される力の大きさや圧力中心位置の誤差に繋がる^{59,60,61)}。

フォースプレートを用いて 35 箇所にキャリブレーションを行った研究を一例として示す。図 7 には評価に用いたキャリブレーション装置を、図 8 にはキャリブレーション結果を力ベクトルとして示す。結果、作用した力の方向(F_x , F_y , F_z)によらず、出力された圧力中心の位置は既知の位置に比べ、左右方向(X)の誤差は少なく、前後方向(Y)の誤差は大きくなる傾向があった。特に、プレートの中央($Y=0$)から外側に離れていくほど、その傾向は顕著である(図 8a)。左右方向の誤差の大きさは、最大 6.8mm、平均 1.2mm である一方、前後方向における誤差は最大 34.2mm、平均 15.5mm という値が記録された。その後、適切な

回帰係数を求め補正を行った結果、誤差は平均 3.1mm まで小さくなった(図 8b). しかし、誤差の傾向は一概ではなく、その都度変化する可能性があるため、適宜新しい回帰係数を求める必要があるだろう。

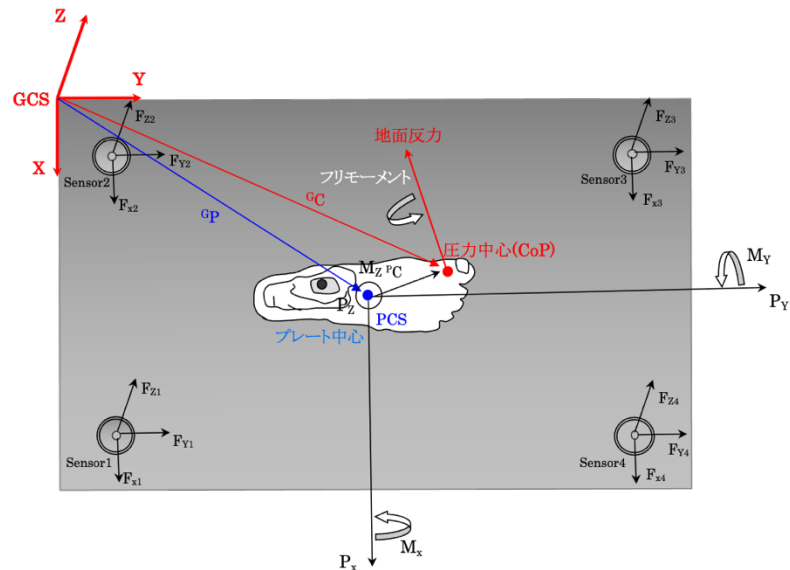


図 6. フォースプレートシステム.

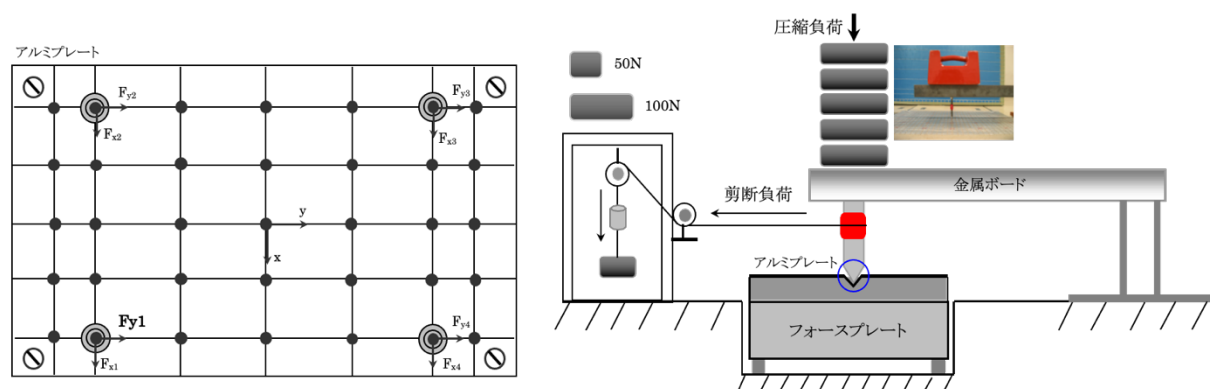


図 7. フォースプレートのキャリブレーション.

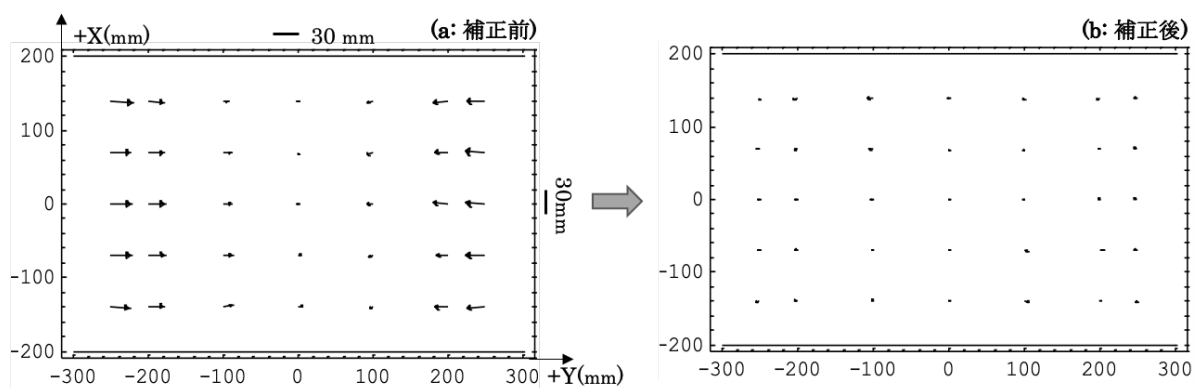


図 8. 実測の CoP 誤差のベクトル図(a)と補正後の CoP 誤差のベクトル図(b).

しかも、CoP 誤差は $\pm 10\text{mm}$ ～ $\pm 30\text{mm}$ 程度まで増大することがあり、荷重負荷が小さいとき誤差も大き

くなる傾向が見られる。さらに、プレートの中央を外れるほど誤差が大きくなる^{59,60,61)}。その原因は、上板の微小な変形やトランスデューサーにかかる圧力が中心部から外れるからである。言い換えれば、測定に用いるフォースプレートが大きくなればなるほど、この種の誤差の扱いが大きな問題となる。さらに、下り道や上り道を歩いたり、走ったりする際に下肢関節にかかる力やモーメントを同定する実験では、CoP誤差をどのレベルまで抑えられるかが大きな課題となる。

一例として、ランニング動作時における足関節モーメントと関節パワーの研究例を表1と図9、図10に示す。それぞれ異なるBSPモデルを用い計算した際の関節モーメントと関節パワーのピーク値、また、圧力中心位置の誤差を用いた際の関節モーメントと関節パワーのピーク値を示す。図9と図10には、それぞれ関節モーメントと関節パワーの波形を重ね合わせて表示してある。

表1. ランニング動作時の関節モーメントおよび関節パワーの平均値・標準偏差

異なる BSP モデル	伸展モーメント (Nm/kg) Mean ± SD	関節パワーの発生 (W/kg) Mean ± SD	圧力中心 位置 (%)	伸展モーメント (Nm/kg) Mean ± SD	関節パワーの発生 (W/kg) Mean ± SD
股関節			股関節		
Ae (Japanese)	-1.42 ± 0.29	3.58 ± 0.74	+10	-1.93 ± 0.16 (34.5%)*	-6.15 ± 0.40 (74.9%)*
Chandler	-1.45 ± 0.22 (1.0%)	3.76 ± 0.73 (1.0%)	+ 5	-1.68 ± 0.18 (17.1%)*	-4.75 ± 0.42 (35.1%)*
Deleva	-1.38 ± 0.20 (0.9%)	3.92 ± 0.49 (1.0%)	0	-1.43 ± 0.21	-3.52 ± 0.45
Vaughan	-1.43 ± 0.20 (1.0%)	3.51 ± 0.44 (0.9%)	- 5	-1.20 ± 0.23 (16.6%)*	-2.48 ± 0.46 (29.5%)*
Zatsiorsky	-1.33 ± 0.30 (0.9%)	3.49 ± 0.67 (0.9%)	-10	-0.97 ± 0.24 (32.3%)*	-1.63 ± 0.45 (53.6%)*
膝関節			膝関節		
Ae (Japanese)	2.03 ± 0.18	-11.8 ± 1.16	+10	1.35 ± 0.15 (32.9%)*	- 7.9 ± 1.06 (30.9%)*
Chandler	1.81 ± 0.18 (0.8%)	-10.7 ± 1.03 (0.9%)	+ 5	1.67 ± 0.17 (16.8%)*	- 9.7 ± 1.13 (15.5%)*
Deleva	1.87 ± 0.19 (0.9%)	-10.5 ± 1.16 (0.8%)	0	2.01 ± 0.20	-11.5 ± 1.20
Vaughan	2.00 ± 0.19 (0.9%)	-11.5 ± 1.20 (0.9%)	- 5	2.35 ± 0.23 (17.1%)*	-13.3 ± 1.28 (15.5%)*
Zatsiorsky	2.01 ± 0.18 (0.9%)	-11.5 ± 1.13 (0.9%)	-10	2.70 ± 0.26 (34.6%)*	-15.1 ± 1.36 (31.2%)*
足関節			足関節		
Ae (Japanese)	-2.45 ± 0.13	12.5 ± 1.56	+10	-3.19 ± 0.16 (28.7%)*	16.4 ± 2.06 (30.1%)*
Chandler	-2.46 ± 0.13 (1.0%)	12.9 ± 1.63 (1.0%)	+ 5	-2.83 ± 0.14 (14.3%)*	14.5 ± 1.79 (15.0%)*
Deleva	-2.47 ± 0.13 (1.0%)	12.6 ± 1.54 (1.0%)	0	-2.48 ± 0.13	12.5 ± 1.54
Vaughan	-2.47 ± 0.13 (1.0%)	12.5 ± 1.53 (1.0%)	- 5	-2.12 ± 0.12 (14.3%)*	10.6 ± 1.28 (15.0%)*
Zatsiorsky	-2.47 ± 0.13 (1.0%)	12.5 ± 1.53 (0%)	-10	-1.76 ± 0.12 (28.7%)*	8.81 ± 1.05 (29.9%)*

* *p < 0.01, ANOVA, post-hoc Bonferroni test

さらに、各波形は平均ピーク値と一致するように時間をスケールしてある。表や図に示すように異なるBSPモデルでは、どの関節においてもモーメントや関節パワーの最大値と波形が概ね一致しているパターンが得られている。一方、圧力中心位置の誤差では、許容範囲内の誤差(±5%)⁴³⁾でも平均ピーク値

が大きく変化している。この相違は、逆動力学モデルにおける入力パラメータの誤差の問題があると考えるのは勿論であるが、とりわけ CoP の誤差がどれだけ実際の動力学計算に影響しているかという問題は極めて重要なことを示唆している。

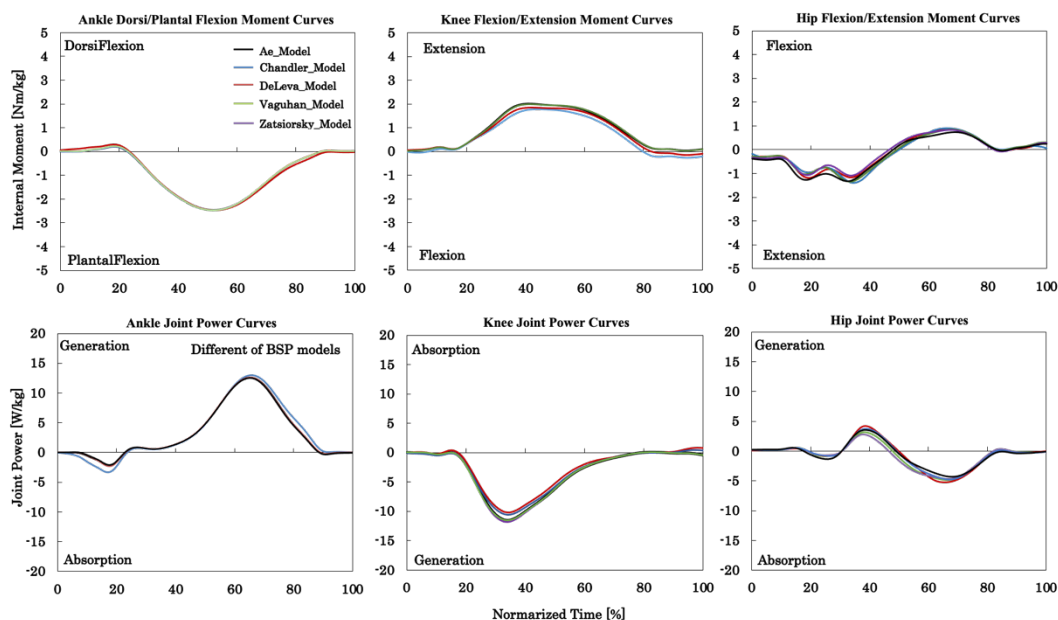


図 9. 5 種類の異なる BSP 適用による関節モーメント(上)と関節パワー(下)曲線の変化

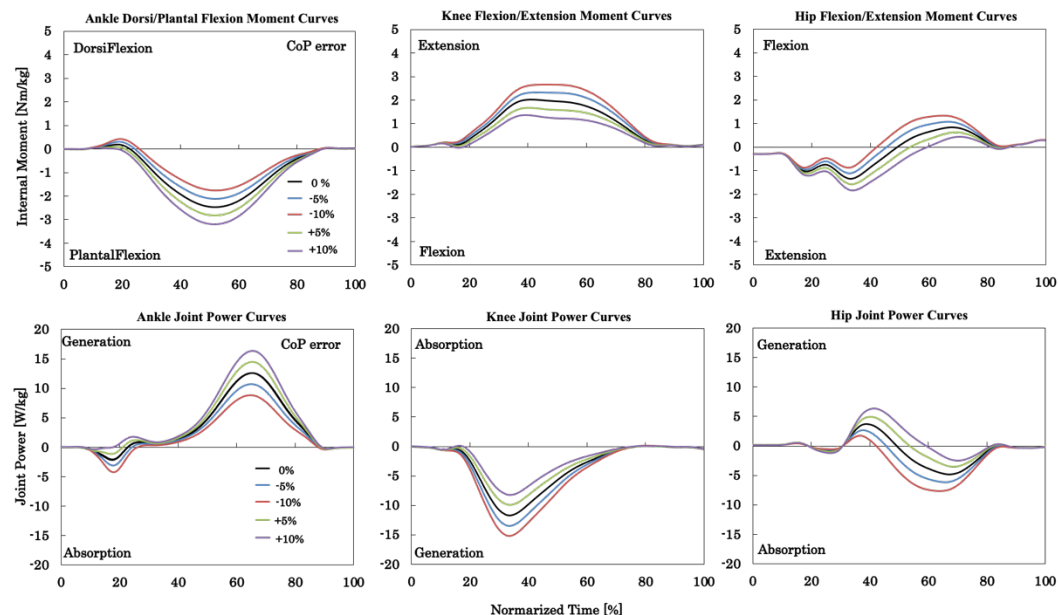


図 10. 圧力中心位置(CoP)の誤差による関節モーメント(上)と関節パワー(下)曲線の変化

例えば、BSP モデルでは大人を対象に子供の BSP を適用したり、またはその反対のことをした場合を除く、モデルの相違による力学量の影響は無視できる。結局、このように逆動力学解析にも各種パラメータによる影響は少なからず存在するため、実際の身体動作と対比して妥当な解析値であることを示すに

は、EMG との同時計測のほかに、セグメント間のエネルギー保存機構との関係なども取り入れて総合的に判断する必要がある。さらに加えると、各局面の意味のあるピーク値を抽出し、統計学的なテクニックを駆使するのは重要な解析過程ではあるが、その有意差の解釈には注意も必要である。なぜなら、前述のように逆動力学解析の計算アルゴリズムには、表面マーカーの運動学パラメータと運動力学パラメータに大きく依存しているため、これらの誤差の影響を受けやすいことがまず挙げられる。そのため、ピーク値だけではなく、波形のパターンも注意深く観察する必要があるだろう。実際に、高齢者の歩行スピードや変形性膝関節症の経年変化について、下肢3関節モーメント(足、膝、股)を合計した波形を観察することでその特徴を容易に見つけることができる。その際にモーメントのピーク値はそれほど重要な意味を持たない。

5. 逆動力学解析の今後の展望

この解析法の一般的な仮定と限界として、以下で示す 5 つの要素は、多くの研究者により指摘されており^{36,37,38)}、今後もこの議論が終わることはないだろう。それでも、剛体リンクモデルに基づく逆動力学解析は、関連分野においてこれからも広く採用される解析法であることに疑問の余地はない。

- ① 正味の力(net force)の計算
- ② 正味の力のモーメント(net moment of force)の計算
- ③ 二関節筋(two joint muscles)と共収縮(co-contraction)
- ④ 計算アルゴリズムの仮定
- ⑤ 剛体リンクモデルの仮定上の限界

さらに、問題点としては、関節中心の誤差や圧力中心の誤差が算出される力学量に影響を及ぼすため、これらの計測の誤差を小さくするための新しい方法論の模索や計測技術の進歩も期待したい。

6. おわりに

本稿では剛体リンクモデルによる逆動力学解析について関連分野の文献レビューをはじめ、自ら研究活動より得た基本的な知見をまとめた。また、その有用性や問題点についても学術的かつ客観的な立場で記述することを心がけた。本稿により逆動力学解析に対する理解が深まることを期待したい。

参考文献

1. Lanyon, L.E., Hampson, W.G.J, Goodship, A.E., and Shah, J.S. (1975) Bone deformation recorded in vivo from strain gauges attached to the human tibial shaft. *Acta Orthop. Scandinavica*. 46, 256-268.
2. Lanyon, L.E., & Baggott, D.G. (1976) Mechanical function as an influence on the structure and form of bone. *J Bone Joint Surg*. 58B, 436-443.
3. Carter, D.R. (1978) Anisotropic analysis of strain rosette information from cortical bone. *J Biomechanics*. 11, 199-202.
4. Brown, T.D., Sigal, L., Njus, G.O., Njus, N.M., Singerman, R.J and Brand, R.A. (1986) Dynamic performance characteristics of the liquid metal strain gage. *J. Biomechanics*. 19, 165-173.
5. Givens-Heiss, D.L., Krebs, D.E., Riley, P.O., Strickland, E.M., Fares, M., Hodge, H.A, and Mann, R.W. (1992) In vivo acetabular contact pressures during rehabilitation, Part II: Postacute phase. *Physical Therapy*. 72, 700-705.
6. Strickland, E.M., Fares, M., Krebs, D.E., Riley, P.O., Givens-Heiss, D.L., Hodge, W.A, and Mann, R.W. (1992) In vivo acetabular contact pressures during rehabilitation, PartI: Acute Phase. *Physical Therapy*. 72, 691-699.
7. Basmajian, J.V, & DeLuca, C.J. (1985) *Muscles Alive: Their functions revealed by electromyography*. Fifth edition, Baltimore, Williams and Wikins, pp. 1-18.
8. Perry, J. (1992) *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*, Slack.
9. Bresler, and Frankel, J.P. (1950) The forces and moments in the leg during level walking, *Transactions of the American Society of Mechanical Engineers*. 72, 27-36.
10. Sutherland, D.H., Cooper, L., Daniel, D. (1980) The role of the ankle plantar flexors in normal walking, *Journal of Bone Joint surg*. 62A, 354-363.
11. Winter, D.A. (1984) Kinematic and kinetic patterns in human gait: variability and compensating effects. *Human Movement Science*. 3, 51-76.
12. Vaughan, C.L. (1996) Are joint torques the Holy Grail of human gait analysis, *Human Movement Science*. 15, 423-443.
13. Ounpuu, S., Davis, R.B., Deluca, P.A. (1996) Joint kinetics: methods, interpretation and treatment decision-making in children with cerebral palsy and myelomeningocele. *Gait and Posture*. 4, 62-78.
14. Kuster, M., Sakurai, S., Wood, G.A. (1995) Kinematic and kinetic comparison of downhill and level walking. *Clinical Biomechanics*. 10, 79-84.
15. Costigan, P.A., Deluzio, K.J., Wyss, U.P. (2002) Knee and hip kinetics during normal stair climbing.

- Gait and Posture. 16, 31–37.
16. Devita, P., and Hortogagy, T. (2003) Obesity is not associated with increased knee joint torque during level walking. *J. Biomechanics*. 36, 1355–1362
 17. Stewart, T.D., and Hall, R.M. (2006) Basic biomechanics of human joints: Hips, Knees and the spine. *Current Orthopaedics*. 20, 23–31.
 18. Bellchamber, T.L., van den Bogert, A.J. (2000) Contributions of proximal and distal moments to axial tibial rotation during walking and running. *J. Biomechanics*. 33, 1397–1403.
 19. Sigward, S and Power, C.M. (2006) The influence of experience on knee mechanics during side-step cutting in females. *Clinical Biomechanics*. 21, 740–747.
 20. Sigward, S and Power, C.M. (2007) Loading characteristics of female exhibiting excessive valgus moments during cutting. *Clinical Biomechanics*. 22, 827–833.
 21. Cavanagh, G.A., Saibene, F.P, and Margaria, R. (1963) External work in walking. *J. Applied Physiology*. 18, 1–9.
 22. Cavanagh, G.A., Saibene, F.P, and Margaria, R. (1964) Mechanical work in running. *J. Applied Physiology*. 19, 249–256.
 23. Cavanagh, G.A., Komarek, L, and Mazzoleni, S. (1971) The mechanics of sprint running. *J. Physiology*. 217, 709–721.
 24. Winter, D.A. (1978) Calculation and interpretation of normal gait. *Exercise and Sports Science Reviews*. 6, 183–201.
 25. Williams, K.R, & Cavanagh, G.A. (1983) A model for the calculation of mechanical power during distance running. *J. Biomechanics*. 16, 115–128.
 26. Aleshinsky, S.Y. (1986) An energy ‘sources’ and ‘fractions’ approach to the mechanical energy expenditure problem–I. Basic concepts, description of the model, analysis of a one-link system movement. *J. Biomechanics*. 19, 287–293.
 27. van Ingen Schenau, G.J. (1989) From rotation to translation: Constraints on multi-joint movements and the unique action of bi-articular muscles. *Human Movement Science*. 8, 301–337.
 28. Zajac, F.E., Neptune, R.R, and Kautz, S.A. (2002) Biomechanics and muscle coordination of human walking. Part 1: Introduction to concepts, power transfer, dynamics and simulation. *Gait and Posture*. 16, 215–232.
 29. Pandy, M.G. (1994) Musculoskeletal modeling and dynamic optimization of human movement, 4th Seminar of the Japanese Society for Clinical Gait Analysis, Tokyo, Japan. pp. 59–85.

30. Spoor, C.W, and Leeuwen, J.L.van. (1992) Knee muscle moment arms from MRI and from tendon travel. *J. Biomechanics*. 25, 201-206.29.
31. Delp, S.T, and Maloney, W. (1993) Effects of hip center location on the moment generating capacity of the muscles. *J. Biomechanics*. 26, 485-499.
32. 桜井 伸二. (2002) 筋が発揮する力を推定する逆ダイナミクス. 筋の科学辞典-構造・機能・運動-福永哲夫, (編), 朝倉書店. pp. 136-184.
33. Nagano, A, and Komura, T. (2006) Longer moment arm results in smaller joint moment development, power and work outputs in fast motions. *J. Biomechanics*. 36, 1675-1681.
34. Clark, T. Hung and Van, C. Mow. (2012) Biomechanics of articular cartilage. In Nordin, M., and Frankel, V.H. (Ed.), *Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System*. Fourth Edition, Lppincott Williams & Wilkins. pp. 60-101.
35. Delp SL, Anderson FC, et al. (2007) OpenSim: open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 54(11), 1940-1950.
36. Andrews, J.G. (1982) On the relationship between resultant joint torques and muscular activity. *Medicine & Science in Sports & Exercise*14, 361-367.
37. Zajac, F.E., Neptune, R.R, and Kautz, S.A. (2002) Biomechanics and muscle coordination of human walking. Part 1: Introduction to concepts, power transfer, dynamics and simulation. *Gait and Posture*. 16, 215-232.
38. Whittlesey, S.N., and Robertson, G.E. (2004) Two-dimensional inverse dynamics, In Robertson et al (Eds), *Research methods in biomechanics. Human kinetics*. pp. 103-124.
39. Lafortune, M.A., Cavanaugh, P.R., Sommer, H.J and Kalenak. (1992) Three-dimensional kinematics of the human knee during walking. *J. Biomechanics*. 25, 347-357.
40. Manal, K., McClay, I., Richards, J., Galinat, B., Stanhope, S. (2002) Knee moment profiles during walking: errors due to soft tissue movement of the shank and the influence of the reference coordinate system. *Gait and Posture*. 15, 10-17.
41. Bell, A.L., Pedersen, D.R. and Brand, R.A. (1990) A comparison of the accuracy of several hip center location prediction methods. *J. Biomechanics*. 23, 617-621.
42. Vaughan, C.L., Davis, B.L., O'Connor, J.C. (1992) *Dynamics of human gait*. Human Kinetics Books, Champaign, IL. pp. 15-44.
43. Kim, H.Y., Sakurai, S., Ahan, J.H. (2007) Errors in measurement of center of pressure (CoP) computed with force plate affect on 3D lower limb joint moment during gait. *International Journal of*

- Sport and Health Science5, 71-82.
44. Andriacchi, T.P., Andersson, B.J., Fermier, R.W., Stern, D., Galante, J.O. (1980) A study of lower-limb mechanics during stair climbing. *J Bone J Seurg.* 62, 749-757.
 45. Seidel, G.K., Marchinda, D.M., Dijkers, M., Soutas-Little, R.W. (1995) Hip joint center location from palpable bony landmarks—A cadaver study. *J. Biomechanics.* 28, 995-998.
 46. Holden, J.P. and Stanhope, S.J. (2000) The effect of uncertainty in hip center location estimates on hip joint moments during walking at difference speeds. *Gait and Posture.* 11, 120-121.
 47. Stagni, R., Leardini, A., Cappozzo, A., Benedetti, M.G., Cappello, A. (2000) Effect of hip joint centre mislocation on gait analysis results. *J. Biomechanics.* 33, 1479-1487.
 48. Holden, J.P. and Stanhope, S.J. (1998) The effect of knee center location estimates on net knee joint moments. *Gait and Posture.* 7, 1-6.
 49. Chandler, G.A., Clauser, C.E., McConville, J.T., Reynolds, H.M. and Young, J.W. (1975) Investigation of Inertial Properties of the Human Body. AMRL Technical Report, Wright-Patterson Air Force Base, OH. pp. 74-137.
 50. Dempster, W.T. (1955) Space Requirements of the Seated Operator: Geometrical, Kinematic, and Mechanical Aspects of the Body with Special Reference to the Limbs. WADC Technical Report, Wright-Patterson Air Force Base, OH, pp.45-159
 51. Hanavan, E.P. (1964) A mathematical model of the human body, AMRL Technical Report, Wright-Patterson Air Force Base, OH, pp, 64-102.
 52. Hatze, H. (1980) Am athematical model for the computational determination of anthropometric segments. *J. Biomechanics.* 13, 833-843.
 53. 阿江 通良, 湯海鵬, 横井 孝志. (1992) 日本人アスリートの身体部分慣性特性の推定. *バイオメカニズム* 11, *バイオメカニズム学会誌*, 23-33.
 54. Zatsiorsky, V., and Seluyanov, V. (1983) The mass and inertia characteristics of the main segments of the human body. In Matsui, H and Kobayashi, K (Eds), *Biomechanics VIII-B*, Champaign, IL:Human Kinetics. 1152-1159.
 55. Pearsall, D.J and Constigan, P.A. (1999) The effect of segment parameter error on gait analysis results. *Gait and Posture.* 9, 173-183.
 56. 横井 孝志, 大山 圭悟, 岡田 英孝. (1995) 身体部分慣性係数が力学的動作解析におよぼす影響. *Jpn J of Sports Sci.* 14, 545-553.
 57. Ganley, K.J and Powers, C.M. (2004) Determination of lower extremity anthropometric parameters

- using dual energy X-ray absorptiometry: the influence on net joint moments during gait. *Clinical Biomechanics*. 19, 50–56.
58. Rao, G., Amarantini, D., Berton, E., Favier, D. (2006) Influence of body segments parameters estimation models on inverse dynamics solutions during gait. *J. Biomechanics*. 39, 1531–1536.
59. Kistler. (1984) Multicomponent Measuring Force Plate *Biomechanics and Industry Type 9281B*. Kistler. Switzerland.
60. Bobbert, M.F., Schamhardt, H.C. (1990) Accuracy of determining the point of force application with piezoelectric force plates. *J. Biomechanics*. 23, 705–710.
61. 金 興烈, 桜井 伸二, 安 裁漢. (2005) フォースプレート の 圧 力 中 心 (CoP) 誤 差 の 補 正 手 法. *東 海 保 健 体 育 科 学*. 27, 51–59.